

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Facultad de Medicina

Master a la Iniciación en Investigación en Medicina

Título: ***“Análisis del control postural
en bipedestación estática en
adolescentes con Síndrome de Down”***

Autora: Ana Luz Peña Flores

Tutora: Dra. Adoración Villarroya Aparicio

Zaragoza, setiembre del 2013

INDICE

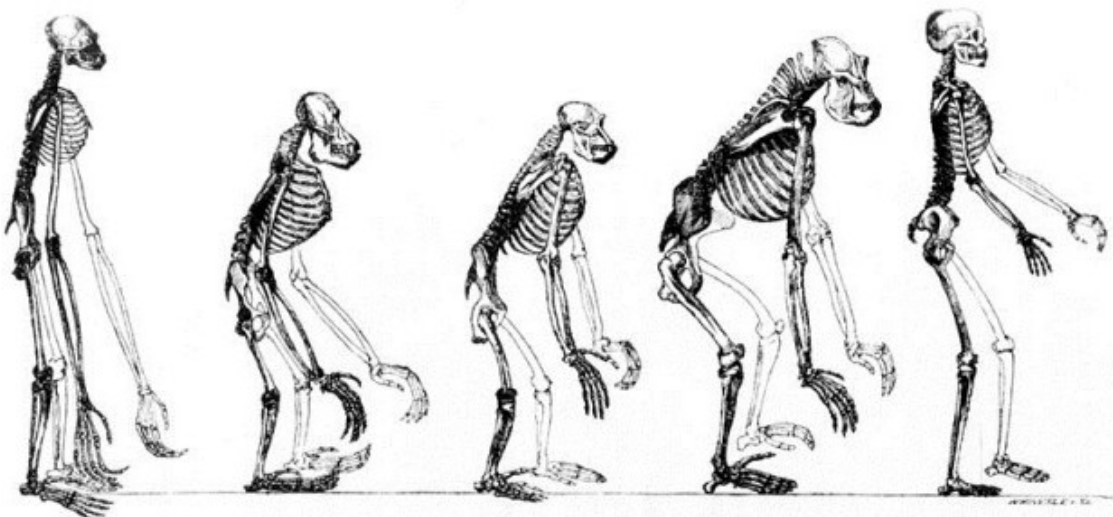
<i>I. Introducción</i>	<i>3</i>
<i>II. Justificación del proyecto</i>	<i>12</i>
<i>III. Objetivos</i>	
<i>III.1 Objetivos generales.....</i>	<i>13</i>
<i>III.2 Objetivos específicos.....</i>	<i>13</i>
<i>IV. Material y Métodos</i>	
<i>IV.1 Grupo de estudio.....</i>	<i>14</i>
<i>IV.2 Criterios de inclusión.....</i>	<i>14</i>
<i>IV.3 Equipamiento.....</i>	<i>14</i>
<i>IV.4 Procedimiento.....</i>	<i>15</i>
<i>IV.5 Análisis estadístico.....</i>	<i>17</i>
<i>V. Resultados</i>	<i>18</i>
<i>VI. Discusión.....</i>	<i>33</i>
<i>VII. Conclusiones.....</i>	<i>37</i>
<i>VIII. Recomendaciones.....</i>	<i>38</i>
<i>IX. Referencias.....</i>	<i>39</i>

I. INTRODUCCIÓN

La postura (de positus = poner) se define como la posición de todo el cuerpo o de un segmento del cuerpo en relación con la gravedad (1) y depende de factores muy individualizados como edad, sexo, constitución, entre otros.

Desde el punto de vista filogenético (Fig 1), el paso en el hombre de la posición cuadrúpeda hacia la posición bípeda, trajo consigo una serie de modificaciones corporales, producto de las nuevas demandas mecánicas y de la interacción con el entorno, como son la orientación espacial de la cabeza, y la modificación del tronco y las extremidades. Los diferentes sistemas corporales necesitaron adaptaciones para responder a la demanda de la postura bípeda, incluyendo una mayor actividad de grupos musculares (especialmente del tronco y miembros inferiores) para contrarrestar a la fuerza de la gravedad y prevenir la pérdida de control postural (1,2).

Figura 1: Evolución filogenética humana



Desde el punto de vista del desarrollo individual (Fig 2), se transita desde una postura en flexión intraútero, que se va modificando, involucrando hitos como el sostener la cabeza, el mantener una postura en decúbito ventral, la sedestación, la bípedestación y el comienzo de la marcha (1,2,3).

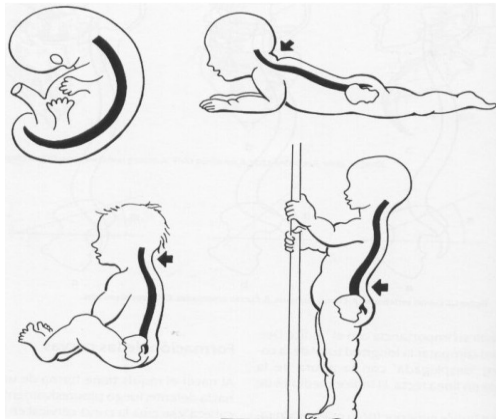
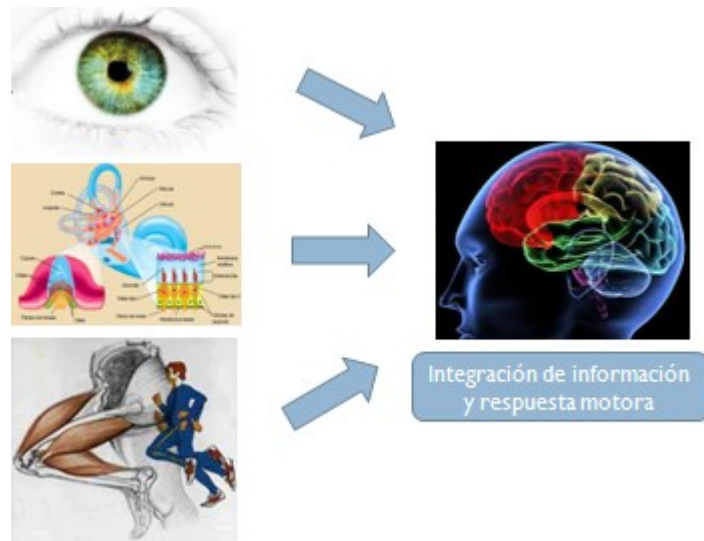


Figura 2: Desarrollo de las curvas (Tittel)

Toda postura requiere una regulación neuronal continua (4). La información aferente proviene del sistema visual, vestibular y propioceptivo; así como del sistema cognitivo, que integra la información para generar una respuesta motora (5,6)(Fig 3). El sistema visual contribuye a la orientación espacial y percepción de automoción. La información visual aporta datos acerca de la estructura tridimensional del entorno por lo que las alteraciones en su iluminación pueden provocar la pérdida del equilibrio en niños pequeños, ancianos o pacientes con patología de cualquiera de los otros sistemas mencionados (2, 5, 6, 7). Cuando existe un déficit en alguno de los sistemas implicados, como puede ser el visual, es necesario que los individuos “redefinan” la contribución de las distintas entradas somato-sensoriales al proceso de integración del sistema nervioso central para mantener el equilibrio y así, prevenir las caídas.

Fig 3: Integración de información para el control postural



La influencia de la visión en el mantenimiento del equilibrio parece ser fundamental antes de los 6-7 años y la habilidad para mantener el control postural con perturbaciones de las referencias visuales se encuentra presente a los 3-4 años (8,9). Cronológicamente, en la población en general, los cambios más significativos durante el desarrollo del control postural aparecen alrededor de los 6-7 años de edad y después de esa edad se produce el paso de la dependencia visual a un control multimodal por parte del niño, en el que son más los factores que intervienen. En relación a estudios previos, algunos concluyen que los patrones de respuesta podrían ser comparables a los adultos entre los 7 y los 10 años de edad (10,11,12,13), puesto que consideran que a dicha edad se ha producido la maduración de los sistemas de organización, mientras que otros sugieren que algunos aspectos del control postural continúan desarrollándose hasta después de los 9-10 años de edad, y algunos afirman que continúa su desarrollo más tardíamente llegando a alcanzar el nivel adulto hacia los 14-15 años (7,9).

En el adulto, la postura bípeda de referencia (Fig 4) es aquella en la que la columna se encuentra totalmente erguida sobre su base, formada por la cintura pélvica alineada en el mismo plano con las extremidades inferiores y con la cabeza como la prolongación de la columna cervical (1)

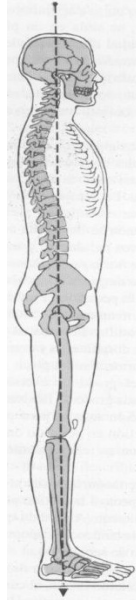


Figura 4: Postura bípeda de referencia

Para mantener la postura se necesita un buen control postural. El control postural representa la habilidad de ser humano para mantener el centro de presiones (CdP) dentro de los límites de estabilidad (14). El CdP se corresponde con la proyección del centro de gravedad. El centro de gravedad es el punto donde se concentra la fuerza total del cuerpo y en el que aplicando una sola fuerza de magnitud igual a la del peso del cuerpo y actuando verticalmente hacia arriba, el cuerpo permanece en equilibrio (15). En un adulto de constitución media, en bipedestación estática, el centro de gravedad se encuentra por delante de L3.

Existe un adecuado control postural cuando el CdP cae dentro de la base de sustentación(16,4).La base de sustentación en bipedestación es toda el área comprendida en las áreas que delimitan la unión de los talones, los bordes laterales de los pies y los extremos de los dedos (Fig 5). La amplitud de la base de sustentación es de 5-10 cm de talón a talón y la presencia de una base más ancha nos indica que puede existir alguna alteración patológica (17).



Figura 5: Polígono o base o de sustentación

Existen una serie de parámetros para el estudio del CdP dependientes del tiempo y de la frecuencia de sus oscilaciones (18,19, 20). Dependientes del tiempo, encontramos parámetros como el desplazamiento máximo (rango), la longitud total de trayectoria, la superficie de oscilación, la velocidad pico y la velocidad media (VM) (21,22). El rango del desplazamiento del CdP ha sido cuestionado pues no refleja todas las variaciones que se pueden presentar en el desplazamiento y en su lugar es considerado más apropiado el uso de la raíz media cuadrada del desplazamiento (RMS). La RMS del desplazamiento del CdP es la medida absoluta del desplazamiento alrededor del CdP medio y es ampliamente utilizada en diferentes estudios (23,24)(Fig 6).

Figura 6: Posturografía sobre plataforma de fuerzas para valoración del desplazamiento del CdP.



El Síndrome de Down (SD) fue descrito por primera vez como entidad propia por Jhon Landon Down en 1866 en Inglaterra, aunque su

documentación ha sido reportada varios siglos antes. A principios del siglo XX se estableció la relación del SD con la mayor edad materna, y fue en 1958 cuando Jerome Lejeune y Pats Jacobs descubrieron, por separado, el origen cromosómico del síndrome, con la presencia del tercer cromosoma 21. Posteriormente, otros investigadores describieron unas formas leves provenientes de traslocaciones y mosaicos (25). De la totalidad de los sujetos con SD, aproximadamente el 95% corresponden a trisomías verdaderas, 4% a traslocaciones y 1-2% a mosaicos (26). La incidencia de SD por trisomía 21 aumenta con la edad materna, especialmente cuando ésta supera los 35 años. El riesgo de SD por traslocación no aumenta con la edad materna, pero implica un riesgo de recurrencia muy elevado (26).

Es necesario resaltar que el SD no es una enfermedad, sino un síndrome genético que puede condicionar o favorecer la presencia de cuadros patológicos (25,27).

Las principales características generales en el SD son la hipotonía muscular generalizada, discapacidad intelectual y retraso del crecimiento (27).

El SD es la causa más frecuente de discapacidad intelectual congénita y representa aproximadamente el 25% de todas las causas de retardo mental, que es un rasgo presente en todos los casos de SD; aunque es importante recalcar, que como en la población normal, existen individualmente entre ellos gran diversidad de capacidades cognitivas (25).

A nivel nacional e internacional el SD se produce en 1/660-1000 nacimientos (29) y su incidencia según últimos reportes no ha disminuido, debido al aumento de la edad materna y el aumento de la longevidad en personas con SD. En España, según el reporte de la Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situación de Dependencia-2008 (del Instituto Nacional De Estadística) la población a partir de 6 años afectada con SD es de 31500 habitantes, dentro de los cuales el mayor grupo lo constituyen el comprendido entre los 25-44 años (29). Adicionalmente, en dicho reporte estiman una tasa de SD en niños de 0-5 años de 0,94 /1000.

En la actualidad el manejo médico ha permitido que las personas con SD, a pesar de las patologías concurrentes, prolonguen su supervivencia hasta la séptima década de la vida (28,29); pero esto, a su vez, ha traído consigo toda una serie de problemas asociados; ya que con el transcurso de los años, en todas las personas (incluyendo los pacientes con SD), se presentan una serie de cambios en la estructura y funcionamiento del cuerpo, que dan lugar a limitaciones en la actividad y restricciones en la participación a nivel social (27,30).

Numerosas alteraciones ortopédicas se han descrito en el SD (30). Muchas de las alteraciones ortopédicas se relacionan con la hipotonía muscular y laxitud ligamentaria. La laxitud de las cápsulas articulares, los tendones y ligamentos se debe a la alteración del colágeno contenido en ellos (31). Entre las alteraciones ortopédicas más frecuentes se encuentran la inestabilidad cervical, escoliosis, cifosis, displasia de caderas, luxación espontánea o habitual de caderas, valgo de rodillas, inestabilidad femororotuliana, pie plano valgo, metatarso varo congénito, primer metatarso varo, aplasia metatarsal (32). Todas éstas alteraciones pueden influir en el control postural y existen además otras alteraciones que también pueden influir en este control, dentro de las cuales se encuentran el que el cerebro presente una menor densidad neuronal, la disminución de los neurotransmisores y alteraciones en los procesos de mielinización, alteraciones de la agudeza visual (34, 35, 36) y pérdida auditiva neurosensorial del oído interno (25).

Se sabe que los individuos con SD presentan un déficit en el mantenimiento del control postural (21, 4, 33, 37, 38) y existen diferentes estudios que enfocan el déficit del control postural en relación a la alteración de información visual pero son muy pocos los estudios que analizan los cambios bruscos de iluminación. Entre estos estudios se encuentra el de Rigoldi et al, quienes al estudiar el control postural en condición de ojos abiertos y cerrados en niños, adolescentes y adultos con SD, en comparación con sujetos sin patología, observaron importantes diferencias entre ambos grupos, con un déficit en el control postural de los del grupo con SD que se evidenciaba ya en

el grupo de niños y se hacía más patente en los adultos. Por su parte Cabeza Ruiz et al realizaron un estudio en 27 adultos jóvenes con SD y 27 adultos sin SD en situación de ojos abiertos y ojos cerrados (50s en cada ocasión), e igualmente encontraron un peor equilibrio estático en el grupo con SD en comparación con el grupo control en los parámetros del dominio de tiempo. También encontraron diferencias en la distribución en los parámetros de dominio de frecuencia (energía de bandas), dentro de las cuales se encontraba el hecho que en la situación de ojos cerrados, la energía de baja frecuencia (sistema visuovestibular) disminuía en el grupo con SD y aumentaba en el grupo control, mientras que sucedía lo opuesto con la energía de alta frecuencia (sistema propioceptivo). Estos resultados pueden orientar para identificar anormalidades en el funcionamiento del sistema vestibular o dificultades para procesar la información a través de la vía vestibular en los sujetos con SD. A su vez Galli et al, al estudiar el control postural en adultos jóvenes con SD versus sin SD en la situación de ojos abiertos y ojos cerrados, encontraron que los pacientes con SD presentaban inestabilidad en el control postural que se hacía evidente en el incremento de oscilación a anteroposterior y mediolateral según estudio de parámetros de frecuencia, y el incremento de la oscilación medio lateral en los parámetros de tiempo. Además, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la situación de ojos abiertos y cerrados. Asimismo, Gomes et al(2007) estudiaron los efectos de la información visual y somatosensorial sobre el control postural, en 9 adultos con SD y 9 sin patología, en cuatro condiciones que incluían la presencia de ambas informaciones, la ausencia de ambas, la ausencia sólo de visión y la ausencia sólo de la información somatosensorial. Al evaluar el desplazamiento del COP encontraron que, aunque los individuos con SD presentaban mayores oscilaciones, dichos adultos con SD como los sujetos sin SD utilizaron la visión y el tacto para mantener el control postural, con lo cual sugirieron una semejante integración sensorial en ambos grupos. Por su parte, Vuillerme et al realizaron un estudio en el que incluyeron 13 adolescentes con SD versus 11 adolescentes sanos, analizaron las diferencias en el equilibrio en bipedestación tanto con ojos abiertos como cerrados y en

superficie de soporte alterada y no alterada, comprobando el peor equilibrio en la población con SD que los que no tienen este síndrome. La segunda parte de este estudio consistió en analizar la respuesta a cambios bruscos de iluminación; en un principio los sujetos estaban con los ojos abiertos y la luz encendida y bruscamente se apagaba la luz y posteriormente se iniciaba la prueba con la luz apagada y bruscamente se encendía. En este estudio encontraron que los sujetos con SD tienen una tendencia a un peor equilibrio que los que no padecen este síndrome aunque de forma no significativa, tanto cuando los sujetos están con los ojos abiertos como cerrados, pero que ambos grupos estudiados responden con estrategias semejantes para mantener el control postural.

II. JUSTIFICACIÓN

Aunque son bastante conocidas las limitaciones neurológicas, ortopédicas y biomecánicas de los pacientes con SD, es menor el conocimiento en relación al control postural en dichos pacientes. Asimismo, son insuficientes los estudios de este tipo realizados en una población adolescente y más aún en una población con SD.

Una visión general de las diferencias y los cambios que se producen en los pacientes con SD, a todos los niveles, incluyendo a nivel biomecánico, neuromuscular y de control postural, contribuye con medidas preventivas que influyan en el incremento de calidad de vida y años de vida saludable en esta población (30); además, es importante recalcar que los pacientes con SD pueden mejorar sus habilidades físicas y cinéticas con la aplicación de un sistemático y adecuado programa de entrenamiento (39,41), el cual que se puede iniciar a partir de edades muy tempranas e incluir a su vez el trabajo sobre las reacciones posturales automáticas(41).

En el presente trabajo se decidió alterar bruscamente la información visual y observar cambios en el transcurso del tiempo en relación al control postural, debido a la escasez de trabajos que analicen el tipo de adaptación frente a estos cambios. Sólo conocemos el estudio de Vuillerme et al (2001) que analizan la respuesta a cambios bruscos de iluminación sobre el control postural en adolescentes, y está realizado en un grupo muy pequeño, únicamente de 13 personas. Los datos de este estudio aportarán un mejor conocimiento de los mecanismos utilizados por estos adolescentes para mantener su equilibrio y, relacionados con datos en adolescentes sanos, puede facilitar un mejor diagnóstico y tratamiento rehabilitador de este tipo de pacientes.

III. OBJETIVOS

III.1. Objetivo general:

Analizar el control postural de pacientes con SD, comparados con sujetos sin este síndrome, cuando se les somete a cambios bruscos en las condiciones de iluminación durante la bipedestación estática.

III.2. Objetivos específicos:

-Cuantificar la raíz media cuadrada (RMS) del desplazamiento del CdP en dirección ánteroposterior y láterolateral durante el mantenimiento de la bipedestación estática, cuando se altera bruscamente las condiciones de iluminación.

- Cuantificar la velocidad media (VM) del desplazamiento del centro de presiones durante el mantenimiento de la bipedestación estática cuando se altera bruscamente las condiciones de iluminación

IV. METODOLOGÍA

IV.1. Grupo de Estudio:

El presente estudio incluyó a 42 adolescentes, 21 incluidos en el grupo control y 21 en el grupo con SD. El grupo control incluyó a 9 mujeres y 12 varones (edad media 14,23 años) mientras que el grupo con SD incluyó a 6 mujeres y 15 varones (edad media =14,6 años) pertenecientes a la Fundación Down y Special Olympic de Zaragoza.

IV.2. Criterios de Inclusión:

En el grupo con SD los criterios de inclusión fueron:

- Tener el diagnóstico de SD.
- Poseer suficiente capacidad de comprensión de las maniobras a realizar.
- Independencia para mantenerse en bipedestación y para la deambulaci3n.
- Participaci3n voluntaria con firma del consentimiento informado por parte del tutor legal.

En el grupo sin SD los criterios de inclusi3n fueron:

- No presentar ning3n tipo de patolog3a que altere el equilibrio.
- Participaci3n voluntaria con firma del consentimiento informado por parte del tutor legal.

IV.3. Equipamiento:

- Tall3metro marca “Seca”. Altura m3xima 230 cm.
- Balanza digital marca “Salter”. Precisi3n 100g. Peso m3ximo 150g.
- Plataforma de presiones Foot Checker con superficie de registro de 40x40cm y un sensor por cada cm2.
- Software Foot Checker versi3n 4.0(Loran Engineering SRL. Italy). Que es un software dise1ado para la captura, almacenamiento y

posterior análisis de las presiones plantares., recogidas en la plataforma estática y dinámicamente. A partir de dicha plataforma se pueden recoger medidas de desplazamientos laterolaterales y anteroposteriores del centro de presiones así como la velocidad media de dicho desplazamiento.

-Programa informático SPSS versión 15.0 para Windows para el análisis de datos.

IV.4. Procedimiento:

Se asignó un número de código a cada paciente y se registró los datos generales, como fecha de nacimiento, sexo, edad, peso, talla e índice de masa corporal (IMC).

Se realizó un estudio posturográfico en una habitación cerrada para evitar informaciones exteriores que influyeran negativamente sobre el control postural durante el registro de datos. Se colocó a cada individuo sobre la plataforma de presiones Footchecker, descalzo, en posición de bipedestación, erguido y con los brazos extendidos pegados al tronco y los pies colocados formando un ángulo de 30° y con una separación de 5 cm entre los maléolos internos y se le indicó que debía permanecer sin realizar movimiento alguno, lo más relajado posible y con la mirada hacia un punto fijo situado enfrente de él a 1,5m de distancia.

Se realizaron 2 tipos de pruebas con un registro total de 70 segundos en cada una de ellas.

La primera prueba inició con el individuo dentro de la habitación iluminada y tras 15 segundos se procedió a apagar la luz, disminuyendo de esta manera las entradas visuales de las que el individuo dispone para mantener el equilibrio. A esta prueba se le denominó “APAGAR”.

La segunda prueba inició con el individuo dentro de la habitación en condiciones de oscuridad y tras 15 segundos se procedió a encender la luz, con lo que añadían las influencias visuales para mantener el equilibrio. A ésta prueba se le denominó “ENCENDER”.

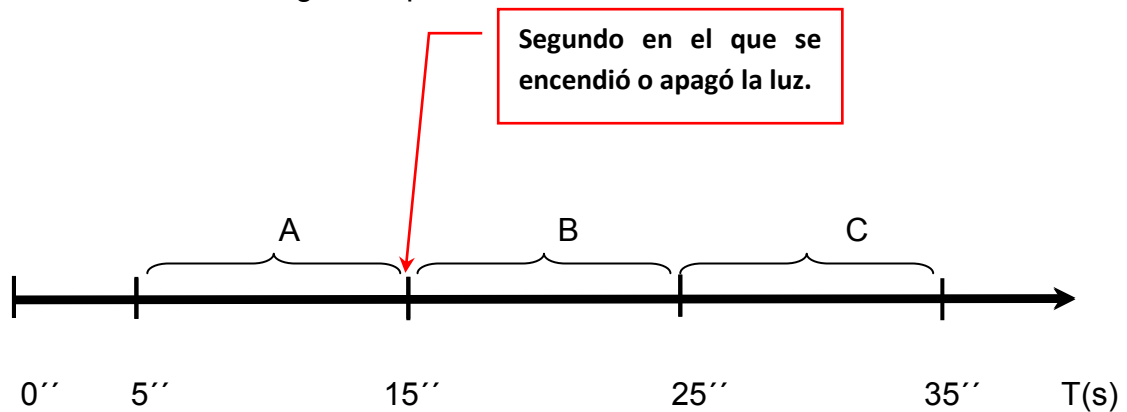
De los 70 segundos registrados se analizaron únicamente 30 segundos divididos en 3 fases (Fig. 7):

1. Fase A: Correspondió a los 10 segundos antes de apagar o encender la luz (APAGAR A/ENCENDER A).

2 Fase B: Correspondió a los 10 segundos después de apagar o encender la luz (APAGAR B/ENCENDER B).

3. Fase C: Correspondió a los 10 segundos después de la etapa B (APAGAR C/ENCENDER C).

Fig 7: Esquema de las fases del estudio



Las variables analizadas del registro posturográfico fueron:

- La RMS del desplazamiento del CdP en dirección anteroposterior (**RMS AP**)
- La RMS del desplazamiento del CdP en dirección laterolateral (**RMS LL**).
- La velocidad media del desplazamiento del CdP (**VM**).

I V.5. Análisis estadístico:

Los parámetros obtenidos mediante el Programa Foot Checker fueron almacenados y tratados mediante una base de datos del Programa estadístico SPSS versión 15.0 para Windows.

Se realizó un análisis descriptivo de cada una de las variables según su media y desviación standard.

Estos parámetros se normalizaron por la talla. Las pruebas de normalidad se analizaron mediante el test de Kolmogorov-Smirnov, fijándose un nivel de significación estadística $p < 0,05$ para rechazar la hipótesis nula de no-normalidad. La mayoría de los datos no cumplían el requisito de normalidad y, como además la muestra era reducida, se utilizaron test no paramétricos.

Se realizó la comparación de las variables analizadas entre ambos sexos mediante el test no paramétrico de la U de Mann Whitney.

Se empleó el test no paramétrico de Wilcoxon para comparar los datos obtenidos entre cada una de las fases (A con B, B con C y A con C), tanto en la prueba "APAGAR" y en "ENCENDER" y se empleó el test de U. de Mann Whitney para la comparación entre las diferentes fases entre el grupo control y el grupo con SD.

V. RESULTADOS

Los resultados se exponen en forma de tablas y gráficos.

Teniendo en cuenta que tanto en el grupo control como en el grupo con SD del estudio no se encontraron diferencias significativas entre los varones y mujeres en las variables obtenidas al modificar la iluminación, se exponen los resultados en un único grupo.

- Las tablas 1 y 2 exponen la comparación de las RMS AP, RMS LL y la VM en las 3 fases de la prueba APAGAR para el grupo control (APAGAR “A”, APAGAR “B” y APAGAR “C”).

- Las tablas 3 y 4 exponen la comparación RMS AP, RMS LL y la VM en las tres fases de la prueba ENCENDER para el grupo control (ENCENDER “A”, ENCENDER “B” y ENCENDER “C”).

- Las tablas 5 y 6 exponen la comparación de las RMS AP, RMS LL y la VM en las 3 fases de la prueba APAGAR para en grupo con SD (APAGAR “A”, APAGAR “B” y APAGAR “C”).

- Las tablas 7 y 8 exponen la comparación RMS AP, RMS LL y la VM en las tres fases de la prueba ENCENDER para el grupo con SD (ENCENDER “A”, ENCENDER “B” y ENCENDER “C”).

- Las tablas 9 y 10 exponen la comparación de las medias entre las diferentes fases entre el grupo con SD y el grupo control.

Los datos expuestos en las tablas se muestran posteriormente en gráficos.

TABLA 1: RMS AP, RMS LL y VM del desplazamiento del COP del grupo control durante las 3 fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR).

VARIABLE	APAGAR “A”		APAGAR “B”		APAGAR “C”	
	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica
RMS AP	0,01020	0,00711	0,01180	0,00899	0,01430	0,01353
RMS LL	0,01930	0,01705	0,02270	0,01621	0,02940	0,01702
VMedia	0,01140	0,00826	0,01230	0,00608	0,01360	0,01070

TABLA 2: Significación estadística de las comparaciones realizadas entre las diferentes fases analizadas durante la prueba APAGAR del grupo control.

VARIABLE	<i>p AB</i>	<i>p BC</i>	<i>p AC</i>
RMS AP	0,073	0,259	0,035
RMS LL	0,131	0,033	0,014
VM	0,181	0,986	0,042

p AB: Significación estadística entre las fases APAGAR A y APAGAR B.

p BC: Significación estadística entre las fases APAGAR B y APAGAR C.

p AC: Significación estadística entre las fases APAGAR A y APAGAR C.

TABLA 3: RMS AP, RMS LL y VM del desplazamiento del COP del grupo control durante las 3 fases de la prueba “No visión -Visión” (ENCENDER).

VARIABLE	ENCENDER “A”		ENCENDER “B”		ENCENDER “C”	
	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica
RMS AP	0,00930	0,00662	0,01120	0,00809	0,01220	0,01028
RMS LL	0,01490	0,00853	0,02400	0,02390	0,03370	0,04425
VMedia	0,01330	0,00697	0,01150	0,07780	0,01040	0,00628

TABLA 4: Significación estadística de las comparaciones realizadas entre las diferentes fases analizadas durante la prueba ENCENDER del grupo control.

VARIABLE	<i>p AB</i>	<i>p BC</i>	<i>p AC</i>
RMS AP	0,114	0,244	0,154
RMS LL	0,048	0,144	0,059
VMedia	0,017	0,251	0,002

p AB: Significación estadística entre las fases ENCENDER A y ENCENDER B.

p BC: Significación estadística entre las fases ENCENDER B y ENCENDER C.

p AC: Significación estadística entre las fases ENCENDER A y ENCENDER C.

TABLA 5: RMS AP, RMS LL y VM del desplazamiento del COP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR)

VARIABLE	APAGAR "A"		APAGAR "B"		APAGAR "C"	
	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica
RMS AP	0,02150	0,02145	0,02350	0,02139	0,02450	0,02546
RMS LL	0,01793	0,01315	0,02367	0,01325	0,02583	0,01650
VM	0,02011	0,01035	0,02288	0,01045	0,02069	0,00904

TABLA 6: Significación estadística de las comparaciones realizadas entre las fases analizadas de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR) del grupo con SD

VARIABLE	<i>p AB</i>	<i>p BC</i>	<i>p AC</i>
RMS AP	0,639	0,375	0,394
RMS LL	0,042	0,339	0,063
VM	0,305	0,455	0,958

p AB: Significación estadística entre las fases APAGAR A y APAGAR B.

p BC: Significación estadística entre las fases APAGAR B y APAGAR C.

p AC: Significación estadística entre las fases APAGAR A y APAGAR C.

TABLA 7: RMS AP, RMS LL y VM del desplazamiento del COP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER).

VARIABLE	ENCENDER "A"		ENCENDER "B"		ENCENDER "C"	
	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica	Media	Desviación Típica
RMS AP	0,01420	0,00889	0,01888	0,02039	0,02119	0,02637
RMS LL	0,02446	0,01924	0,02627	0,01690	0,02810	0,01938
VM	0,02342	0,01291	0,02159	0,01266	0,01879	0,00973

TABLA 8: Significación estadística de las comparaciones realizadas entre las diferentes fases analizadas de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER) del grupo con SD.

VARIABLE	<i>p AB</i>	<i>p BC</i>	<i>p AC</i>
RMS AP	0,192	0,230	0,192
RMS LL	0,375	0,543	0,322
VM	0,590	0,151	0,035

p AB: Significación estadística entre las fases ENCENDER A y ENCENDER B.

p BC: Significación estadística entre las fases ENCENDER B y ENCENDER C.

p AC: Significación estadística entre las fases ENCENDER A y ENCENDER C.

TABLA 9.Prueba APAGAR:Comparación entre los Grupos Down y Control para las variables RMS AP,RMS LL y VM.

		AB			BC			AC		
		Grupo Down	Grupo Control	<i>p</i>	Grupo Down	Grupo Control	<i>p</i>	Grupo Down	Grupo Control	<i>p</i>
RMS AP	Media	0,002	0,0017	0,489	0,001	0,0025	0,91	0,0047	0,0018	0,87
	Desviación típica	0,01008	0,00383		0,00924	0,00919		0,01828	0,00483	
RMS LL	Media	0,0057	0,0034	0,359	0,0022	0,0067	0,134	0,0018	0,0091	0,606
	Desviación típica	0,01102	0,0105		0,00883	0,01539		0,01656	0,0213	
VM	Media	0,0022	0,0009	0,489	0,0016	0,0012	0,642	0,0018	0,0018	0,93
	Desviación típica	0,00851	0,00407		0,00974	0,00757		0,01037	0,00457	

p: Significación de la comparación entre Grupo Down y Grupo Control

TABLA 10. Prueba ENCENDER: Comparaciones entre los Grupos Down y Control para las variables RMS AP, RMS LL y VM.

		AB			BC			AC		
		Grupo Down	Grupo Control	<i>p</i>	Grupo Down	Grupo Control	<i>p</i>	Grupo Down	Grupo Control	<i>p</i>
RMS AP	Media	0,0047	0,0018	0,87	0,0023	0,001	0,753	0,007	0,0028	0,87
	Desviación típica	0,01828	0,00483		0,0077	0,00551		0,02464	0,0082	
RMS LL	Media	0,0018	0,0091	0,606	0,0018	0,0098	0,473	0,0036	0,0188	0,44
	Desviación típica	0,01656	0,0213		0,00907	0,02494		0,01595	0,04223	
VM	Media	0,0018	0,0018	0,93	0,0028	0,0012	0,428	0,0027	0,0003	0,23
	Desviación típica	0,0023	0,0077		0,0011	0,00417		0,01214	0,00604	

p: Significación de la comparación entre Grupo Down y Grupo Control

GRÁFICO 1. RMS AP del desplazamiento del CdP del grupo control durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR)

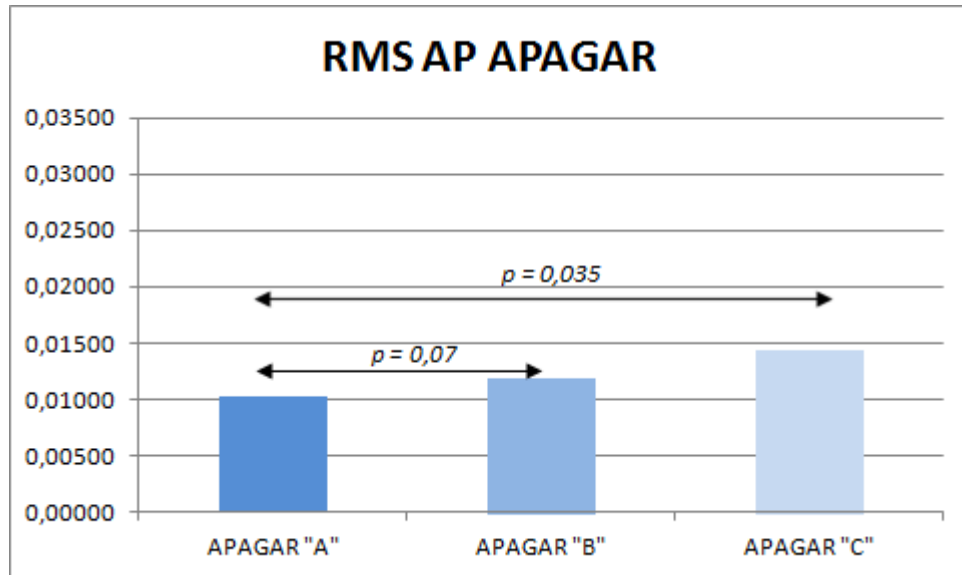


GRÁFICO 2. RMS LL del desplazamiento del CdP del grupo control durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR).

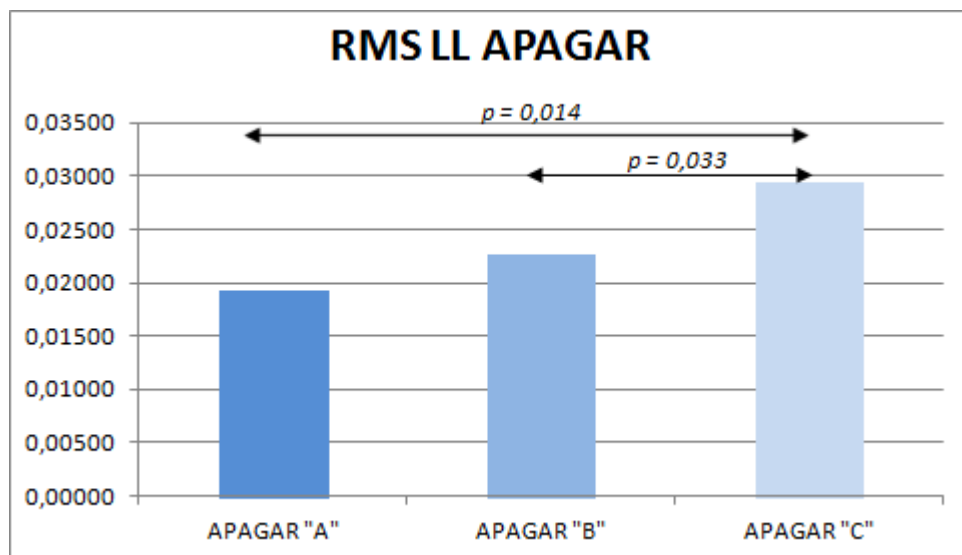


GRÁFICO 3. VM del desplazamiento del CdP del grupo control durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR)

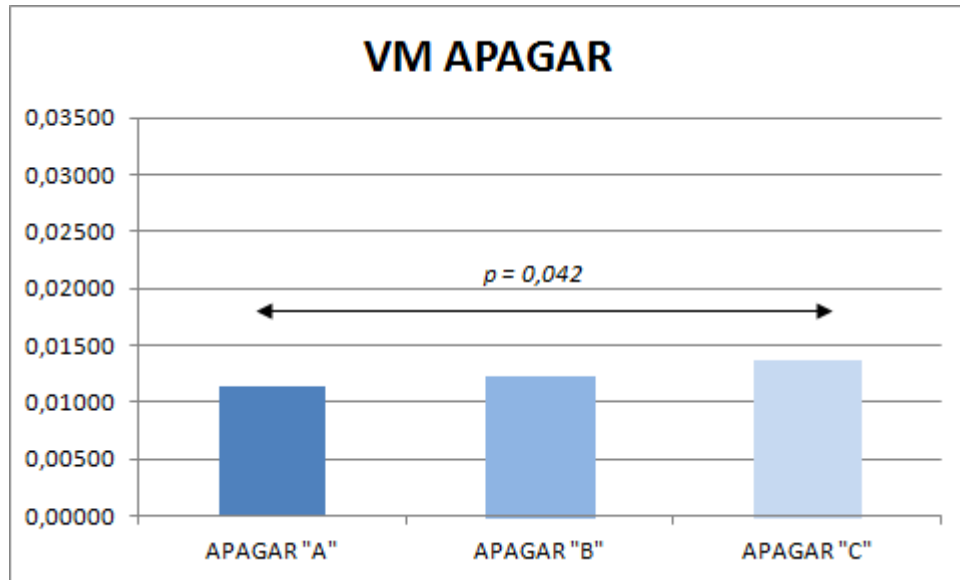


GRÁFICO 4. RMS AP del desplazamiento del COP del grupo control durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER).

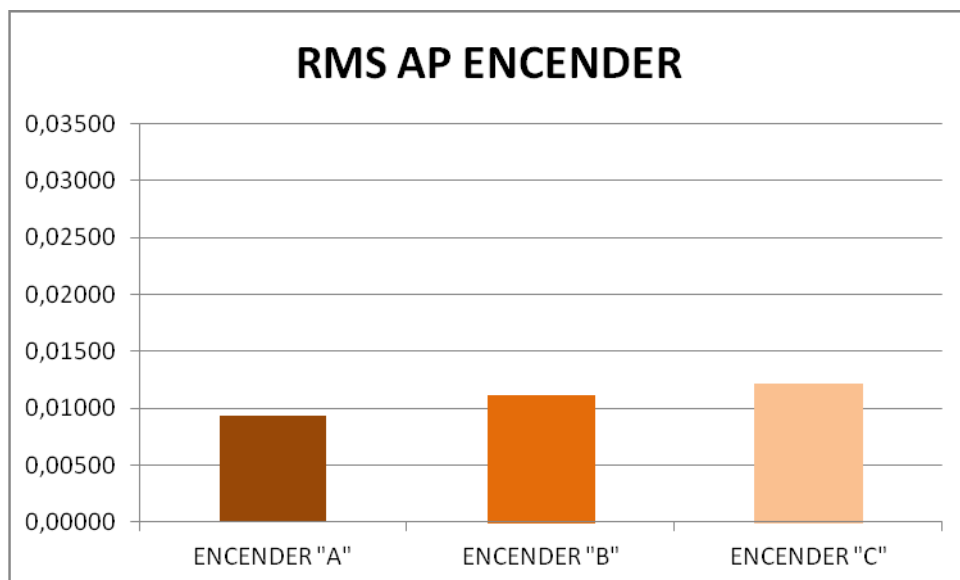


GRÁFICO 5. RMS LL del desplazamiento del CdP del grupo control durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER).

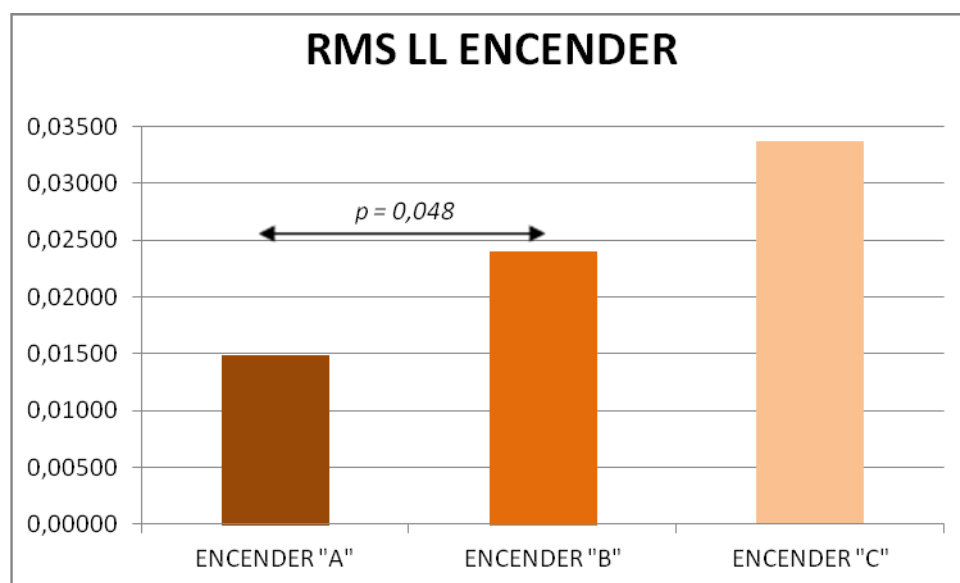


GRÁFICO 6. VM del desplazamiento del CdP del grupo control durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER).

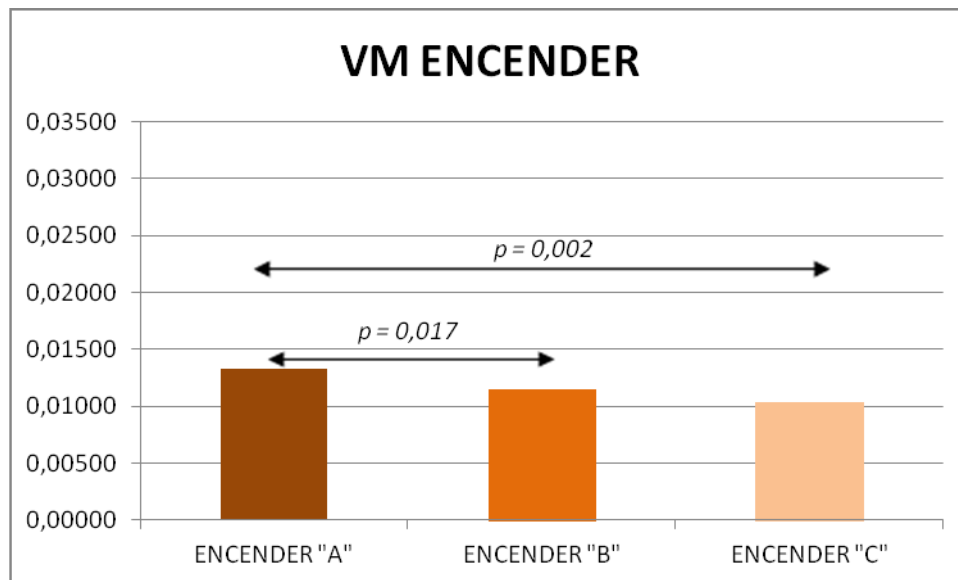


GRÁFICO 7: RMS AP del desplazamiento del CdP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR).

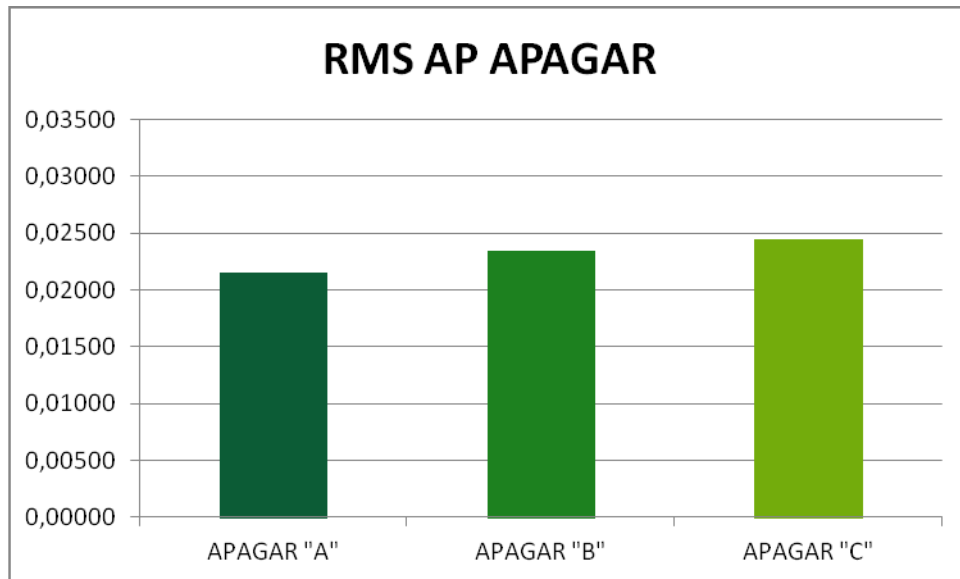


GRÁFICO 8: RMS LL del desplazamiento del CdP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR).

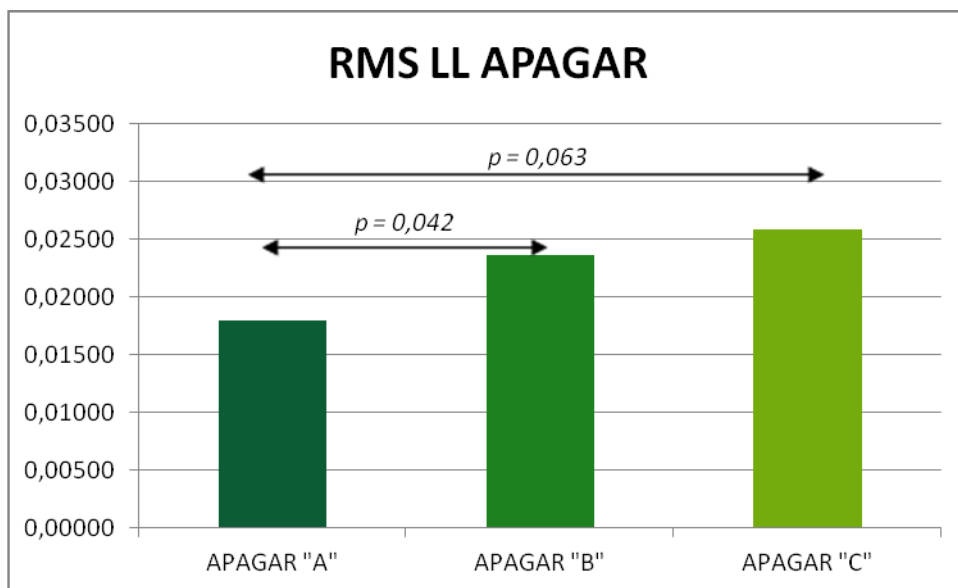


GRÁFICO 9: VM del desplazamiento del CdP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “Visión-No visión” (APAGAR)

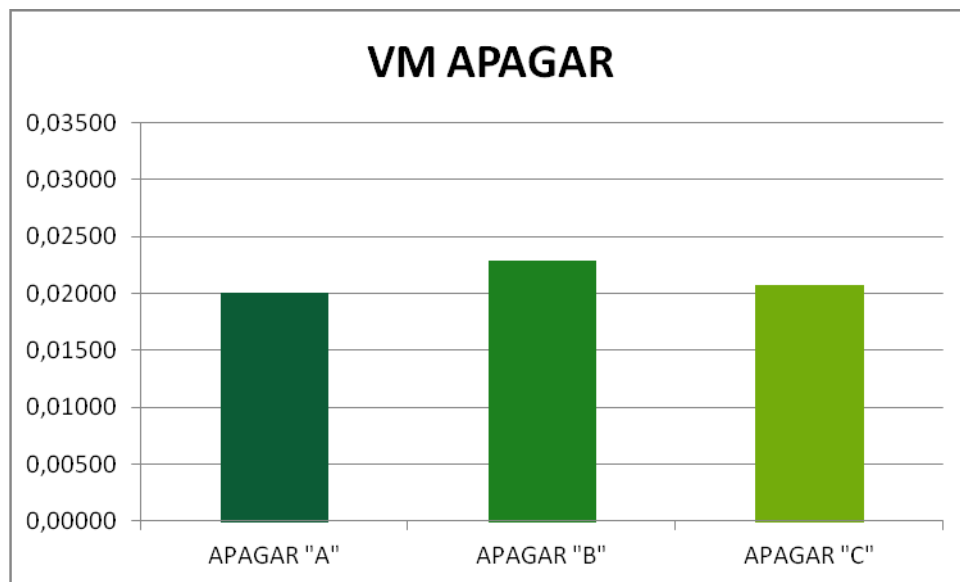


GRÁFICO 10: RMS AP del desplazamiento del CdP del grupo con SD de durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER)

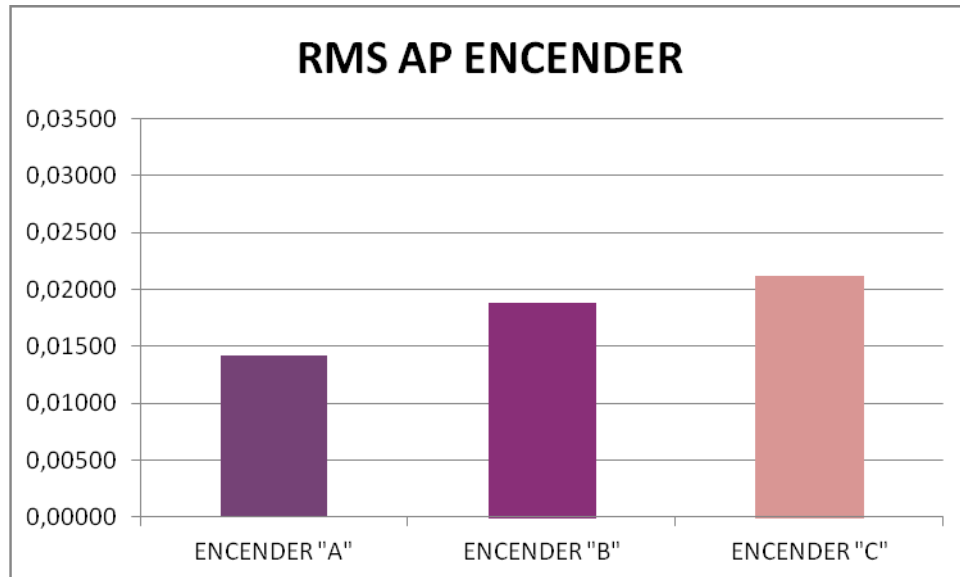


GRÁFICO 11: RMS LL del desplazamiento del CdP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER).

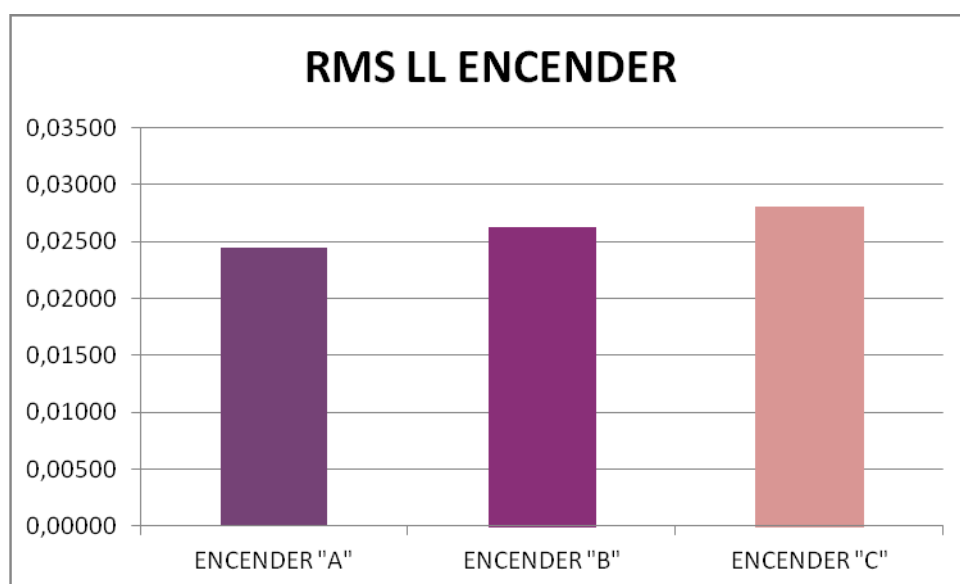
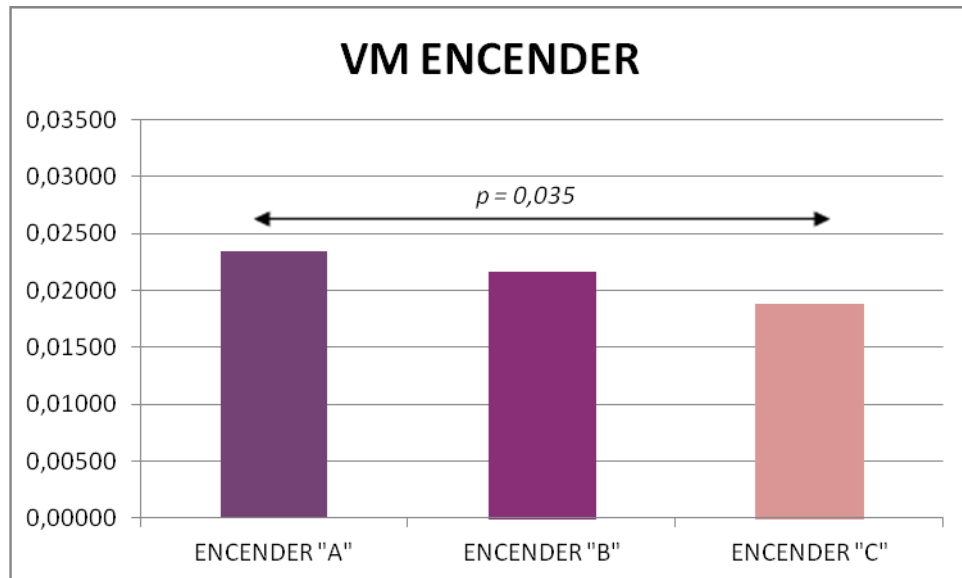


GRÁFICO 12: VM del desplazamiento del CdP del grupo con SD durante las tres fases de la prueba “No visión-Visión” (ENCENDER).



VI. DISCUSIÓN

Tal como lo demostraron Teasdale et al en 1991 al estudiar el control postural en situación alternada de ojos abiertos y ojos cerrados en adultos y ancianos normales, cuando se altera alguno de los sistemas que proporciona información sensorial, los otros restantes se “reorganizan” para poder mantener el equilibrio. Sin embargo, a pesar de esta reorganización y en mejores condiciones visuales, puede existir un déficit en la recuperación del control postural si existe a su vez un déficit en los mecanismos de integración central. En nuestro estudio, a fin de evaluar cómo influyen los cambios bruscos de iluminación en el control postural de adolescentes con SD, realizamos un análisis posturográfico en bipedestación, consistente en una prueba en un inicio con luz encendida que posteriormente se apagaba o prueba “Visión-No visión” (APAGAR), y una segunda prueba que se iniciaba con la luz apagada que posteriormente se encendía o prueba “No visión–Visión” (ENCENDER). Al respecto sólo encontramos un estudio semejante, el de Vuillerme et al (2001) quienes estudiaron el equilibrio en bipedestación en tres fases alterando las condiciones visuales en sujetos con SD a fin de analizar el efecto de la perturbación visual y la adaptación postural a dicha perturbación.

En nuestro estudio normalizamos todos los valores de los parámetros posturográficos analizados de acuerdo a la talla ya que la mayoría de estudios muestran que los factores antropométricos pueden influenciar sobre los parámetros posturales y dentro de ellos la talla es el mayor determinante (Baker, 1998; Chiari 2002; Schmid, 2005)(20,42,43).

En relación a la prueba APAGAR para el grupo control de nuestro estudio, observamos que, de forma global, tras el momento del apagado, los valores de los parámetros estudiados (RMS AP, RMS LL y VM) tendían a aumentar, es decir, estos sujetos tendían a desestabilizarse. Tras los primeros 10 segundos después de apagar la luz (fase C), los valores de los parámetros posturográficos siguieron aumentando con diferencias significativas entre la

fase anterior al apagado de la luz(fase A) y a los 10 segundos después de apagar la luz (fase C), en todos los parámetros analizados y también con diferencia significativa entre la fase C respecto a la fase anterior B en la RMS LL del desplazamiento del CdP; esto parece indicar que al menos durante el intervalo de tiempo analizado los individuos no consiguieron adaptarse a la nueva situación de ausencia de información visual.

De igual manera, en relación a la prueba APAGAR en el grupo con SD, inicialmente todos los parámetros estudiados tendían a aumentar al apagar la luz, aunque sólo la RMS LL lo hacía de manera significativa, inmediatamente después de apagar la luz y seguía aumentando la segunda fase. Sin embargo no se observa variación en la velocidad media.

Por lo tanto, podemos decir que ante la pérdida brusca de la iluminación, en ninguno de los dos grupos de estudio se recuperó la situación inicial de equilibrio trascurridos los 10 segundos de dicha pérdida. Esto entra dentro de lo lógico, ya que en general, se acepta que sin la aferencia visual el equilibrio es peor. En ese sentido, Vuillerme et al (2001) al estudiar la influencia de la supresión de información visual comparando sujetos con SD y sin SD encontraron que había tendencia al incremento del desplazamiento del CdP y disminución de la velocidad media en ambos grupos, y aunque los sujetos con SD mostraban mayores valores de los parámetros estudiados, lo que iría a favor de un déficit en la habilidad para recuperar el control postural, tampoco encontraron diferencias significativas comparando ambos grupos, con lo cual tanto el grupo control como el grupo con SD mostrarían estrategias semejantes para mantener el control postural.

En relación a la prueba ENCENDER, es decir cuando se iniciaba la prueba con la luz apagada y posteriormente se encendía, en el grupo control, la RMS de desplazamiento del CdP, tanto en el sentido AP como LL, tendía a aumentar, siendo estadísticamente significativas las diferencias en el desplazamiento LL. Sin embargo, a pesar de estas mayores oscilaciones, la velocidad a la que se desplaza el CdP era significativamente menor. Es decir, desde el primer momento tendían a adaptarse a la nueva situación. En el grupo

con SD, observamos que de manera general los valores del desplazamiento del CdP eran muy superiores a los del grupo control debido al peor equilibrio de estos sujetos de acuerdo a estudios previos (Cabeza-Ruiz, 2011; Rigoldi, 2011; Galli 2008). Sin embargo, al igual que la prueba anterior, los adolescentes de este grupo reaccionaban de forma semejante que los del grupo control ante el cambio brusco de iluminación, lo que se muestra principalmente en la disminución de la VM. Gomez et (2007) al habían estudiado previamente la semejanza de integración sensorial en sujetos con y sin SD aunque la metodología de estudio no fue semejante al nuestro.

Al analizar las diferencias entre los valores obtenidos en las distintas fases estudiadas (tablas 9 y 10), en nuestro estudio no observamos diferencias significativas entre ambos grupos, lo que confirma la forma semejante de adaptarse sucesivamente a los cambios de iluminación en los adolescentes con SD y los adolescentes sin este síndrome.

Aunque como mencionamos anteriormente que el estudio de Vuillerme et al es el más similar al nuestro, es necesario tener en cuenta otros estudios (Cabeza-Ruiz, 2011; Rigoldi, 2011, Carvalho, 2009) que enfocan la influencia de alteraciones a nivel vestibular y propioceptivo en los sujetos con SD y otro punto a tener en cuenta, en vista de los resultados obtenidos, es, la heterogeneidad individual en el SD. Todo lo expuesto nos conduce a intervenciones apropiadas en esta población a fin de mejorar el control postural como ya lo había demostrado Tsimaras et al. (2004), al mencionar que el entrenamiento de la fuerza muscular y del equilibrio dinámico en sujetos con SD, puede mejorar sus habilidades físicas y cinéticas. Dentro de esta misma línea se encuentran Heley et al. (1986) y Barnhart et al. (2007) quienes abogan por el entrenamiento de las reacciones posturales automáticas y el ejercicio constante, respectivamente. Por todo lo expuesto, es evidente la importancia de desarrollar adecuadamente diferentes programas de rehabilitación a fin de mejorar el funcionamiento de los sistemas que participan en el control postural, reducir el riesgo de lesiones o situaciones que

incrementen los procesos degenerativos, y a largo plazo mejorar no sólo la cantidad sino la calidad de vida en sujetos con SD.

VII. CONCLUSIONES

- En ambos grupos incluidos en este estudio al eliminar bruscamente la información visual se produce un desequilibrio que transcurrido todo el periodo de estudio no logra recuperarse.
- En el grupo de adolescentes sin SD la introducción brusca de la información visual, produce un aumento del desplazamiento látero-lateral del CdP pero la velocidad del desplazamiento es menor desde el primer momento, lo que se relaciona con un mejor equilibrio.
- En el grupo de adolescentes con SD la introducción brusca de la información visual origina una mejoría del equilibrio, lo que se manifiesta con la disminución de la VM.
- No existen diferencias significativas en los resultados obtenidos al comparar en ambos grupos la variación de parámetros en las diferentes fases de las pruebas estudiadas.
- No existen diferencias significativas al analizar las variables de nuestro estudio de acuerdo a sexo.

VIII. RECOMENDACIONES

- Sería conveniente estudiar lo que ocurre en periodos de tiempo más prolongados y así evaluar mejor las adaptaciones en respuesta a cambios de información visual.
- Sería conveniente realizar estudios con un número más representativo y asimismo convendría consignar la presencia de otras patologías concomitantes que pudieran influir en el mantenimiento del control postural (tales como la presencia de problemas visuales, cadera, tobillos), de manera que se pudiera estudiar si son significativamente influyentes.

IX.REFERENCIAS

- 1) Miralles,Rodrigo. Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor. Editorial MASSON. 1998.
- 2) Daza Lesmes, Javier .Evaluación clínico funcional del movimiento corporal humano. Editorial Médica Panamericana 2007.
- 3) Maigne, Robert. Método Maigne- Dolor de origen vertebral: Bases , diagnóstico y tratamiento. Editorila Alas 2006.
- 4) Enciclopedia Médica Quirúrgica: Kinesiterapia y Medicina Física 2006.
- 5) Teasdale N, Stelmach GE, Breunig A, Meeuwsen HJ. Age differences in visual sensory integration. Exp Brain Res. 1991;85(3):691-6.
- 6) Martín E, Barona de Guzmán R, Comeche C, Baydal J. Análisis de la interacción visuovestibular y la influencia visual en el control postural. Acta Otorrinolaringológica Española 2004; 559-16.
- 7) Steindl R, Kunz K, Schrott-Fischer A, Scholtz AW .Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. Dev Med Child Neurol. 2006 Jun;48(6):477-82.
- 8) Foudriat BA, Di Fabio RP, Anderson JH. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 1993 Oct; 27(3):255-71.
- 9) Hirabayashi S, Iwasaki Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. Brain Dev. 1995 Mar-Apr;17(2):111-3.
- 10)Shumway-Cook A, Woollacott MH. The growth of stability: postural control from a developmental perspective. Journal of Motor Behavior 1985;17:131-147.

- 11)M Woollacott, A Shumway-Cook, Changes in Posture Control Across the Life Span-A Systems Approach Physical Therapy /Volume 70, Number 12 /December 1990
- 12)Riach CL, Hayes KC. Maturation of postural sway in young children. Dev Med Child Neurol. 1987 Oct;29(5):650-8.
- 13)Wu J, McKay S, Angulo-Barroso R. Center of mass control and multi-segment coordination in children during quiet stance. Exp Brain Res. 2009 Jul;196(3):329-39
- 14)Baydal-Bertomeu J, Barbará I Guillén R, Soler-Gracia C, Pedro de Moya M, Prat J, Barona de Guzman R. Determinación de los patrones de comportamiento postural en la población sana española. Acta Otorrinolaringológica Esp 2004; 55:26-269
- 15)Rodgers M, Cavagnat P. Glossary of Biomechanical terms, concepts, and units-Physical Therapy 1984; 64(12):1886-1912.
- 16)Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE. The condition for dynamic stability. J Biomech. 2005 Jan; 38 (1):1-8.
- 17)Hoppenfeld , Stanley. Exploración Física de la Columna Vertebral y de las Extremidades. Editorial Manual Moderno. 1976.
- 18)Cherng RJ, Lee HY, Su FC. Frequency spectral characteristics of standing balance in children and Young adults. Med Eng Phys 2003; 25(6): 509-515.
- 19)Wolff DR, Rose J, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. J Orthop Res. 1998 Mar;16(2):271-5. Postural balance measurements for children and adolescents.
- 20)Schmid ; Conforto S; Lopez L;Renzi P;D'Alesio T. The development of postural strategies in children : Factorial design study. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation.2005.Pag 2:29
- 21)Galli M, Rigoldi C, Mainardi L, Tenore N, Onorati P, Albertini G. Postural control in patients with Down syndrome. Disabil Rehabil. 2008;30(17):1274-8.

- 22)Abrahamova D, Hlavacka F- Age –related changes of human balance during quiet stance. *Physiol Res* 2008; 57(6):957-64.
- 23)Cabeza-Ruiz R, García-Massó X, Centeno-Prada RA, Beas-Jiménez JD, Colado JC, González LM. Time and frequency analysis of the static balance in young adults with Down syndrome. *Gait Posture*. 2011 Jan;33(1):23-8. Epub 2010 Oct 25.
- 24)Mochizuki L,Duarte M, Armadio AC. Zatsiorsky VM,Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Bimech* 2006 Feb;22819:51-60.
- 25)Corretger J.M; Serés , Agustí; Casadalaga, Jaudi; Trias Katy. Fundación Catalana de Síndrome de Down. Aspectos médicos actuales.Editorial MASSON. 2005.
- 26)Fitzgerald Robert H; Herdert K; Markani A. L. Orthopaedics. Editorial Médica Panamericana.2002.
- 27)Smith D, Management of Adults with Down Syndrome *Am Fam Physician*.2001Sep15;64(6):1031-1039.
- 28)Shin M, Besser LM, Kucik J E, Lu Ch, Siffel C, Correa A. Prevalence of Down Syndrome Among Children and Adolescents in 10 Regions of the United States. *Pediatrics* Vol. 124 No. 6 December 1, 2009 pp. 1565 -1571.
- 29)Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal y Situación de Discapacidad 2008(EDAD 2008). Instituto Nacional de Estadística de España.
- 30)Barnhart RC, Connolly B. Aging and Down syndrome: implications for physical therapy. *Phys Ther*. 2007 Oct;87(10):1399-406. Epub 2007 Aug 21.
- 31)Pueschel S.M; Pueschel J. K. Síndrome de Down –Problemática Biomédica. Fundación del síndrome de Down de Cantabria. Editorial MASSON . 1994

- 32)Girona G, Cuello E. Alteraciones ortopédicas en el Síndrome de Down. Rehabilitación (Madrid) 2002;36(3):143-148
- 33)Rigoldi C, Galli M, Mainardi L, Crivellini M, Albertini G. Postural control in children, teenagers and adults with Down syndrome. Res Dev Disabil. 2011 Jan-Feb;32(1):170-5. Epub 2010 Oct 8.
- 34)Courage ML, Adams RJ, Reyno S, Kwa PG. Visual acuity in infants and children with Down syndrome. Dev Med Child Neurol. 1994 Jul;36(7):586-93.
- 35)Valor ML , Adams RJ , Salón de EJ . Sensibilidad al contraste en los bebés y los niños con síndrome de Down . Visión Res. 1997 Jun; 37 (11) :1545-55.
- 36)John FM, Bromham NR, Woodhouse JM, Candy TR. Spatial vision deficits in infants and children with Down syndrome. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2004
- 37)Vuillerme N, Marin L, Debú B. Assessment of static postural control in teenager with Down Syndrome. Adapted Physical Activity Quarterly 2001;18:417-433.
- 38)Gomes MM, Barela JA. Postural control in Down syndrome: the use of somatosensory and visual information to attenuate body sway. Motor Control. 2007 Jul;11(3):224-34.
- 39)Tsimaras VK, Fotiadou EG. Effect of training on the muscle strength and dynamic balance ability of adults with Down syndrome. J Strength Cond Res. 2004 May;18(2):343-7.
- 40)Dellavia C, Pallavera A, Orlando F, Sforza C Postural stability of athletes in Special Olympics. Percept Mot Skills. 2009 Apr;108(2):608-22.

- 41)Heley SM. Postural reactions in infants with Down syndrome. Relationship to motor milestone development and age. Phys Ther. 1986 Jan;66(1):17-22.
- 42)Baker CP, Newstead AH, Mosberg KA, Nicodemus CL. Reliability of static standing balance in nondisabled children: comparison of two methods of measurement. Pediatr Rehabil 1998; 2(1):15-20.
- 43)Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. Clin Biomech (Bristol, Avon)2002;17(9-10):666-77.